

⑨ 日本国特許庁 (JP)

⑩ 特許出願公開

⑪ 公開特許公報 (A)

昭55—2416

56 Int. Cl.³
A 61 B 5/04
G 01 N 27/30
27/56

識別記号

府内整理番号
7309—4C
7363—2G
7363—2G

⑫ 公開 昭和55年(1980)1月9日
発明の数 1
審査請求 未請求

(全 10 頁)

⑬ 生体用電極

二三愛荘

⑭ 特 願 昭53—74530
⑮ 出 願 昭53(1978)6月20日
⑯ 発 明 者 薄準一
武藏野市吉祥寺北町四丁目七一

⑭ 出願人 薄準一

武藏野市吉祥寺北町四丁目七一

⑯ 代 理 人 弁理士 伊藤貞

外2名

武藏野市吉祥寺北町四丁目七一

男 紙 書

発明の名称 生体用電極

特許請求の範囲

シリコン基材上に塗化シリコン膜を被覆して成る生体用電極。

発明の詳細な説明

本発明は、心電図、筋電図、脳波測定等の生体情報を生体電気現象として捉取する場合の生体に取扱われる生体用電極に係わる。

生体電気現象の測定に用いられる生体用電極としては、金属電極、ガラスピベート電極などがあるが、ガラスピベート電極は、高周波測定ができないという欠点を有し、金属電極は高周波信号との干渉によって安定で適しているが低周波数に關しては不安定となる欠点を有する。この不安定の原因は、生体の組織質や導電性ペーストのような電解液を基材として電気現象を伝えるので、金属と電解液界面で生ずる電気化学反応によるドリフト現象によるものと考えられている。これは、金属が電子伝導体であるのに対して、電解液はイオ

ン伝導体であるため、両者の伝導機構が異なり、その界面での電荷の授受が化学反応を伴うためと考えられる。また、金属-電解液間に電極電位や分極電圧のような直従電位が生じており、これが、生体現象を電気信号として検出する検出回路の増幅器を饱和させ、これがため波形歪を起こすという弊害も生ずる。

一方、生体用電極として、要求されることは、検出回路の増幅器の入力インピーダンスに比べ、電極自身のインピーダンスを低くすること、電極と電解液界面で生じる雑音、及びドリフトを小さくすること、機械的に強く、腐食しないこと、更に、生体への影響が確實、安全であること、安価であることなどである。

そして、上述した電気化学反応による電荷の授受を少なくし、その不安定性から生じるドリフト現象を少なくせる生体用電極として、金属と生体の皮膚(電解液)との間に静電極を介導させ、この静電極による静電容量を介して生体の交換信号を検出する電極が提供された。このように、静

電体を用いたものにおいては、直角平衡電位が入力に現われることによる前述した共振器の細部を因難でき、ドリフト音を小さくすることができ。更に、生体への振幅に当つて誘電ペーストを用いる必要もないので長時間モニターに好適である。また、その絶縁性によつて電擊防止効果があるなどの利点がある。

従来の、この複数電極を用いた生体用電極としては、アルミニウム、或いはタンタルより成る金属板の裏面を陽極化してこの酸化物より成る誘電体を形成したものや、誘電体としてナトリウムシリカゲルを用いたものがあるが、アルミニウムの陽極化によるものは、生体の塩素イオンによつて陽極化膜が劣化して耐久性がないという欠点がある。これに比し、タンタルは陽極化によるものは、耐久性にはすぐれているが、価格が高いという欠点がある。またナトリウムシリカゲルを用いたものは、機械的に強く、誘電容量を大きくすることができますので、交換信号を検出し易くなるが、反面、これは圧電効果を有するので生体への振幅

図

波成分の信号の検出が容易となり、その温度依存性も小さく、安定した特性を有し、ドリフト音の減少も十分満足できる生体用電極を提供するものである。

以下、本発明による生体用電極について詳細に説明する。第1図は、本発明による生体用電極の一例を示し、図中(I)は本発明による生体用電極を全体として示す。

本発明においては、シリコン基体、例えば半導晶シリコン基体(II)の1主面(2a)を鏡面に仕上げ、この主面(2a)に誘電体膜として、特に窒化シリコン Si_3N_4 膜(3)を被覆する。(4)は、基体を示し、この生体(4)に対し、電極(II)が、示すしないが接着テープ等によつて、その窒化シリコン膜(3)が生体(4)に接触するよう取扱される。(5)は、基体(4)より導出された端子で、例えばインピーダンス変換器(6)を介して検出回路に接続される。

窒化シリコン膜(3)は、モノシラン(SiH_4)-アシモニア(NH_3)系の低圧気相成長法、いわゆるCVD法(Chemical Vapor Deposition)によつ

てシリコン基体(II)上に生成し得る。このCVD法は、シリコン基体(II)に対する窒素の直接反応ではなく、低温での化学反応による膜形成法で、この化学式は、一般的に、

$$3\text{SiH}_4 + 4\text{NH}_3 \rightarrow \text{Si}_3\text{N}_4 + 12\text{H}_2 \quad \dots \dots \quad (I)$$

と表わせる。そして、この窒化シリコン膜(3)をシリコン基体(II)上に気相成長させための装置は、第2図に示すような通常の気相成長装置を用い得る。即ち、例えは、高周波誘導コイル(7)が配置された石英炉管(8)内に、キャリアガスとしての H_2 ガスと共に、モノシラン SiH_4 ガス、及びアンモニア NH_3 ガスを送り込む。(9)、(10)及び(11)は、各ガスの送り量を調節する弁である。炉心管(8)内にはシリコン基板(II)が配置される。シリコン基板(II)は、例えば厚さが250μmで、丸及び横が夫々約10mmのほぼ正方形をなし、表面が、(III)結晶面に沿うように切り出された比抵抗が0.025Ω·cmの単結晶シリコンウエフを用い、これを部分洗浄し、表面に酸化膜をエターナルで除去して用いる。そして、このシリコン基板(II)を炉心管(8)内に

(5)

-92-

(6)

配置した状態で炉心管内を H_2 等温気に置換し、その後高周波誘導加熱を開始し、シリコン基板(2)が例えは 950°C になるまで昇温し、この温度に約 10 分間保持して後、モノシラン SiH_4 ガスと、アンモニア NH_3 ガスとの混合比が、例えは 1:200 となるように、例えは SiH_4 ガスを 5 cc/分の流量で、 NH_3 ガスを 1/4 分の流量で、 H_2 ガスを 3.5 L/分で送り込む。このようにすると前記 A 式の反応によつてシリコン基板(2)の表面に塗化シリコン Si_2N_4 膜が析出生成される。

このようにして析出生成される塗化シリコン膜の膜質及び膜厚は、各ガスの混合比、流量、反応処理温度等によつて決定できる。第 3 図は、上述した CVD 条件において、反応処理時間と、生成される塗化シリコン膜の膜厚の関係を測定した結果を示すもので、反応時間 5 分間に約 1000 Å、15 分間に 3000 Å となる。

上述の本発明による電極(I)において、その塗化シリコン膜(3)の厚さは、これにビンホールが生ずるようなことがない程度の厚さに泡はれることができること

(7)

ている。第 6 図は、本発明による電極(I)と、従来の塗化シリコン膜を有する電極の直従抵抗の温度特性を測定した結果を示す。第 6 図中曲線①は第 4 図に説明した不発明による電極(I)における外圧温度に対する直従抵抗値の測定値曲線で、曲線②は、第 7 図に示すように、シリコン基板上に 2200 Å の厚さの SiO_2 膜を熱処理法によつて被覆して成る従来の電極(4)における SiO_2 膜上に Au 層を被覆して測定した外圧の測定値曲線である。これら曲線①及び②を比較することによって明らかのように、不発明による電極(I)は、通常の使用温度範囲でほとんどその抵抗値が変化しないものであり、従来の電極(4)による場合に比し、温度依存性は著しく改善される。即ち、従来の電極(4)では、20°C における抵抗が 1.5 MΩ であるものが 80°C では 400 KΩ に減少するが、本発明による電極(I)では、20°C における抵抗が 600 KΩ であるものが、80°C で 510 KΩ に低下するに過ぎない。

更に、静電容量と図 3 の温度依存性についても

(9)

特開昭55-2416(3)
要求されるが、反面、これが余り厚くなると、莫大な電流が生じてくるおそれがあるので、実際上この塗化シリコン層の厚さは、500 Å ~ 3000 Å に選ばれることが望まれる。

次に、本発明による電極(I)についての諸特性について述べるが、この諸特性の測定は、第 4 図に示すように電極(I)の塗化シリコン膜(3)に、5.0 mm² の面積の全 Au 層を蒸着し、この全 Au 層とシリコン基板(2)に尖端部導電性接着剤によってリード線を取付して端子 t₁ 及び t₂ を導出する。この場合、 Si_2N_4 膜(3)の厚さは、1000 Å 位と選んだ。先ず、これを電極(I)において、直従電流電圧特性を測定した。その結果を第 5 図に示す。第 5 図中直線⑥は Au 層 23 個を正極角とした場合、曲線⑤は Au 層 23 個を負極角とした場合である。これら曲線⑤及び⑥によつて明らかのように、この場合、正負非対称の特性を示し、Au 層 23 個を負極角とするときは電圧 V に対し電流 I は、ほど直線的に増加しているが、Au 層 23 個を正極角とするときは、-1 V 以下で、log I 对 log V が直線的に減少し

(8)

20°C ~ 80°C において測定した。第 8 図及び第 9 図は、夫々 20°C ~ 80°C における温度変化に対する静電容量及び図 3 の各電の測定値曲線で、曲線①及び④は、夫々第 4 図に示した本発明による電極(I)の測定値曲線、②及び⑤は、夫々第 7 図に示した従来の電極(4)の各測定値曲線である。これら曲線より明らかのように、本発明による電極(I)は、静電容量及び図 3 に關しても、通常の使用温度範囲で、その温度依存性が極めて小さいことがわかる。特に、静電容量についてみると、従来の電極(4)では、20°C で 7.5 nF を示していたものが、80°C で 8.5 nF となり、その変化量は 20°C における容量の 13 % にも及ぶものであるに比し、本発明の電極(I)では、20°C で 59 nF であつたものが 80°C で 59 nF に変化するのみで、その変化量は 20°C における容量のわずか 1.7 % 程度に過ぎない。

また、第 10 図及び第 11 図は、尖端部波数に対するインピーダンス及び容量の変化を測定した結果を示し、曲線④及び⑤は、夫々第 4 図に示した

本発明による電極(II)の各測定結果を示し、曲線④及び⑤は、第7図に示した従来の電極④の各測定結果を示す。この場合、交流電流は40mAに満足した。インピーダンスに關しては、電極(II)においても電極④に關しても、周波数「の增加と共にインピーダンス \times は減少しているが $\log f$ 対 $\log z$ は、いずれもほぼ直線的減少を示している。そして、周波数-静電容量特性に關しては、曲線④と⑤とを比較することによって明らかのように、本発明による電極(II)においては、従来の電極④に比し、広い周波数範囲において平坦な特性を示している。即ち、従来の電極では、0.1Hz～100Hz の範囲で、ほぼ一定の容量となるものであるに比し、本発明の電極(II)では0.1Hz～500Hzの範囲で、ほぼ一定の容量を示す。即ち、本発明による電極(II)によるとときは、従来の電極④に比し、より高い周波数の信号の検出が可能となることがわかる。

次に生理大塩浴液中の周波数静電容量特性を測定した。この場合、電極(II)は、第12図に示す

⑨

を用意し、同様の測定を行つた。第14図中曲線⑥は、この SiO_2-Si 構造の周波数-静電容量特性である。これらの測定結果から明らかのように、従来の SiO_2-Si 構造の電極によるとときは、0.1Hz～30Hzという狭い周波数範囲でのみほぼ一定の容量を示すものであるに比し、本発明の電極(II)によるとときは、0.1Hz～1kHzの範囲において一定の容量値を示す。即ち、本発明による電極(II)によるとときは、高い周波数成分の信号の検出がしにくくなることがわかる。また、本発明による電極(II)では、単位面積当たりの静電容量が大きくなるので、低い周波数成分の信号に關してもその検出が容易となる。

次に、同様の生理大塩水中での諦音についてみると。この場合、測定に用いた増幅器は、入力インピーダンスが $50M\Omega$ 以上で、周波数帯域は、0.01Hz～1000Hzである。尚、ペンレコーダの周波数帯域はDC～20Hzである。第15図は、電極(II)の諦音の測定結果であり、第16図はAg-AgCl電極のそれである。第15図及び第16図において、

⑩

特開昭55-2416(4)
ように、透孔 Φ を有する基板並びに上に、電極(II)の周辺を絕縁性接着剤によって被覆するよう接着力し、この接着剤によってシリコン基体②の周辺における漏れ電流を防止する。そして、基体②の裏面には、基板①の透孔 Φ を逸じてリード線 Φ を導電性接着剤 Φ によつてとりつけ、このとりつけ部を同様の絶縁性接着剤 Φ によつて被覆する。この電極(II)のシリコン基体②上の SiO_2-Na 膜③の厚さは、1000Åで、その有効面積、即ち周辺の接着剤 Φ で覆われていない露出面積は約70mm²となつてゐる。そして、この構造の電極(II)を、参照電極としてのAg-AgCl構造を有する電極④と共に、第13図に示すように、0.9%の食塩水溶液中に浸漬する。この場合、Ag-AgCl電極④は、電極(II)の有効面積の約300倍の面積に覆はれてゐる。第14図中曲線④は、このよりして生理大塩水液中に測定した電極(II)の周波数-静電容量特性である。一方、第12図に示したと同様の構造とするも、該電極 Φ として、第7図に説明したように SiO_2 膜を用いた従来の SiO_2-Si 構造の電極

⑪

横軸の1日盛は10秒間を、たて軸の1日盛は1mVを示す。これより明らかのように、Ag-AgCl電極では、増幅器の入力端子間ににおける諦音とはほぼ等しい約2mVppの諦音が生じているに過ぎないが本発明による電極(II)では、約3mVppの諦音が生じていて、低い周波数のドリフトの諦音が生じている。しかしながらこの諦音は、従来の SiO_2-Si 電極に比しては可成り改善されたものとなつてゐる。今、0.9%NaCl浴液に、先ず第12図に説明した本発明による電極(II)と、 SiO_2-Si 電極と、Ag-AgCl電極とを浸漬し、このAg-AgClを参照電極として、先の電極との間のドリフトを測定した。第17図は打点式ペンレコーダによつて描かせたドリフト測定結果で、周図中(a)はAg-AgCl電極、(b)は SiO_2-Si 電極、(c)は SiO_2-Si 電極のそれである。この場合、使用した増幅器の周波数帯域は、0.01Hz～1000Hzであり、打点ペンレコーダの周波数帯域は、直通DC～2Hzである。第17図において横軸の1日盛は2分を示し、たて軸の1日盛は50mVを示す。これ

より明らかなように、Ag-AgCl 電極では、約 50 mVpp のドリフトが生じているに比し、従来の SiO_2 -Si 電極では、その 2 倍の約 100 mVpp のドリフトが生じている。また、この SiO_2 -Si 電極では、Ag-AgCl 電極に比較して高い周波数成分のドリフトが生じている。これに比し、第 17 図中 (c) に示されるように、本発明による Si_3N_4 -Si 電極においては、約 60 mVpp のドリフトが生じているものの、Ag-AgCl 電極よりやや大きいという程度であり、 SiO_2 -Si 電極の場合に比べては、格段的に減少している。

上述したように本発明による電極 (II) は、温湿度依存性が小さく安定した特性を示し、高い周波数信号の取出も可能となり、ドリフト減音の改善をはかることができる。

次に、本発明による電極によって試底測定を行う場合についてみる。

この場合、第 1 回図に示すように、人体の前腕部に、金属電極側と、本発明による Si_3N_4 -Si 電極を有する電極 (II) と、従来の SiO_2 -Si 電極を有

する電極 (I) を大々とりつけ、耳をアースする。ここで、 Si_3N_4 -Si 電極 (II) と、 SiO_2 -Si 電極 (I) とは夫々電極自身のインピーダンスが高いので、入力インピーダンスが 50 M Ω のインピーダンス変換器を各電極 (II) 及び (I) と検出装置との間に介在させる。金属電極側の頭部へのとりつけは、ペーストによつて行うが、電極 (II) 及び (I) のとりつけは正方形テープによつて行つた。目を閉じた状態で測定した結果は、第 19 図に示すようになつた。第 19 図において (a) は、金属電極側によつて測定された波形、(b) は本発明による電極 (II) によつて測定された波形、(c) は SiO_2 -Si による電極側によつて測定された波形である。金属電極側によるものではノイズが確認され、本発明の電極 (II) による場合ににおいてもノイズが確認されている。しかし、この電極 (II) による場合、金属電極側による場合に比し高級がやや大きくなつてゐる。これは、ハムによる雜音と思われる。そして、 SiO_2 -Si 電極による場合は、高級が更に大きくなつていて、雜音も多くなつてゐる。この波形の周波数スペクトラ

09

09

ムをとると第 20 図に示す図が得られた。第 20 図中 (a) は金属電極側によるもの、(b) は、本発明による電極 (II) によるもの、(c) は SiO_2 -Si 電極によるものである。この場合、(a) と (b) では、即ち金属電極側と本発明による電極では、 α 波 (10 Hz 付近) の存在が確認できるが、(c) の SiO_2 -Si 電極側では、この α 波は、わずかに確認できる程度で、ハムによる雑音の並みが、このパターンに生じている。そしてこの SiO_2 -Si 電極側によるものは、 $0 \sim 10 \text{ Hz}$ での成分が多くなつてゐる。これは、電極自身のドリフト雑音によるものと思われ。第 19 図 (c) の周波数の波形で高級が大きくなつて表われたことと一致する。そして、金属電極による場合、 50 Hz 付近の成分が殆んど存在していないのに比べ、本発明による電極 (II) と、 SiO_2 -Si 電極においてこの付近の成分が存在していることや、第 19 図に示して、(b) 及び (c) に示された本発明による電極 (II) 及び SiO_2 -Si 電極側によつて測定された波形が (a) の金属電極側の波形に比し、その高級が大きくなつてゐるのは、

これら電極 (II) 及び (I) に対し、インピーダンス変換器が直列的に接続されていないことによつて、各電極 (II) 及び (I) とインピーダンス変換器との間のリード線によつて拾われる雑音と思われる。

したがつて本発明による電極 (II) を使用するに当つては、電極 (II) とインピーダンス変換器とはできるだけ接近させて雑音を拾い易いリード部分をできるだけ短くし、インピーダンスを低めてから検出回路に信号が送られるようになることが望まれる。また、SN 比を向上させるには、電極 (II) よりとり出された信号は、できるだけ雑音を拾う以前においてこれを増幅して検出回路に送られることが望される。更に、生体電気現象の測定をするに、人体に一定の電気信号を与えてその信号が生体電気現象によつて受ける変化を検出する場合の、その人体に与える電気信号を得るためにの差異回路とその信号を検出する差異回路においても、これら回路と電極とは、できるだけ近接させて両者間に介在するリード部は短いことが望ましい。

そこで、電極 (II) に對してできるだけ近接して設

特開昭55-2416(6)

けられることが望まれる回路。若しくは回路素子は、電極(II)を配備する電極構体内に設ける。しかしながら生体電極は、通常、これが損耗しあいので、比較的頻繁に使い捨てが行われる。したがつて、上述した要求から電極構体に、上述したような回路又は回路素子を配設するも、この回路又は回路素子は継続し使用することができるよう、これに対し電極(II)を増設・交換ができるようにする。

このようにした電極構体の一例を第21図を参照して説明するに、回中図はこの電極構体を全体として示す。この電極構体は、電極(II)を保持する第1の部材側と、この第1の部材側と複数自在に連結され、上述したように、電極(II)に近接して接続されるべき例を、半導体集積回路からなるインピーダンス変換器、増幅器、更にA.M.、F.M.、P.M.各変換器、或いはこれらの組合せによる実験を行う各実験用、及び医療用等の回路又は回路素子側を保持する第2の部材より構成される。

第1及び第2の各部材側及び側は、夫々絶縁性、例えば樹脂モールド体によって構成し得る。第1

の部材側は、例えば円板ないしは円柱状に形成され、その一方の面(41a)に端面で電極(II)を配備する凹部側が設けられる。この凹部側の面には、金属導体側が配置される。この導体側には、これと一体に柱状側が設けられ、部材側のモールド成形時にこの柱状側が部材側を貫通して面(41a)とは反対側の面(41b)に露出するように埋め込む。そして、凹部側内の導体側上に電極(II)を、シリコン基板(2)と導体側との間に電気的に連絡されるようによじせ、絶縁性の接着剤によつて、電極(II)を固定する。この時電極(II)のSi₃N₄の導電部(3)の周縁部を除く大部分が面(41a)とほぼ同一平面内において部材側に露出するようとする。また、部材側の面(41b)に面する側の周面は、面(41a)側の周面より小径となし、この小径部の外周に橋子構造を形成する。

第2の部材側は、例えば第1の部材(II)の大径部における外径とほぼ同様の円板状ないしは円柱状に形成され、第1の部材側の様子構造と複数する母導体側を有する凹部側が設けられ、この凹部側内

四

に、第1の部材側と第2の部材側とを接合させるとき、第1の部材側の導体側の柱状側の端面と弹性的に接触する弹性接点部を設ける。また、この部材側内には、インピーダンス変換器等の回路又は回路素子側が例えばこの部材側のモールド成形時に灌漬される。そして、この回路又は回路素子側の入力端子リードは、例えば接点部が灌漬された部材側に灌漬された導体側に半田付け等をもつて電気的に接続される。そして、この第2の部材側から、回路又は回路素子側よりの出力端子リード等のリード部は例えばインピーダンス変換器の出力リード線、振動リード線、正及び負の各電圧端子リード線等が導出される。

更に、凹部側の内面、例えば凹部側の内周面又は底面の少くとも何れか一方には、部材側の底面と同時にこれと一体に、信号通路に沿うる波が流入することのないよう直線状の1本又は複数本の溝64を設ける。

このような構成による電極構体側は、膜成形の規定に当つて生体に電極(II)のSi₃N₄層(3)が密着す

るようによりてとりつける。

上述の電極構体側によれば、これ自体にインピーダンス変換器等の回路又は回路素子側が内蔵されるようになつたので、この回路又は回路素子側と電極(II)との間に介在されるリード長を短減でき、これによつて噪音を拾うような現象を効果的に回避できるものである。そして、上述の構成によれば、電極構体側にインピーダンス変換器等の回路又は回路素子側を設けるものであるが、電極(II)が配備される部材側と、この回路又は回路素子側が配備される部材側とは別体に構成したので、部材側に対し、部材側のみを交換することによつて损耗の激しい電極(II)を新しい電極、即ち新しい部材側と交換しても、高価な回路又は回路素子側は、これを継続し使用できるという実用上の利益がある。

尚、上述した例では、電極構体側に本発明による電極(II)、即ち該電極を用いた電極のみを配備したものであるが、或る場合は、第22図に示すように、第1の部材側の電極(II)が配備された面(41a)

に、電極(I)と並置して、金属電極側を配置し、電極(I)と金属電極側とを選択的に若しくは同時に使用するようになることもできる。図示の例では、金属電極側を、電極(I)のまわりに環状に配置した場合である。第1の部材側には、金属電極側下面にこれと電気的に接続され、他の部材側と組合される側の面に端部が導出された環状の導電体側を複数個し、一方第2の部材側の、第1の部材側と連結した状態で導体側と電気的に接続する環状の導体側を複数し、リード側面をもつて外部に電気的に導出されるとか、回路側に直流増幅器等の金属電極側に通路されれば回路が具備されている場合には、これにリード側面を接続し、図示しないのが回路より必要なリード側を外部に導出し接続回路に導く。

このように金属電極側をも配置した構造とする時は、これによって直流側の検出も可能となつて測定目的、基準に応じて本発明の説明による電極(I)と金属電極との双方の各側、利点を生かした測定ができるので、その測定目的、基準に応じて

四

電極と共にP.H.游板に復復し、そのドロの値が失失4.0. 5.4. 6.5. 9.2. 10.5のものについて矢印直流電流電圧特性を測定すると第23図中由箭印へ箭印に示すよるくなる。これら曲線より明らかなように各浴液で、電圧が増加するにつれ、電流も増加する。このようにドロの変化によつてその直流電流電圧特性が変化するので、これを利用することによつて電極(I)を用いてP.H.測定を行うことができる。尚、このように、電極(I)は、P.H.によつてその特性が変化するが、これは直流電流に対する現象であるので駆動波の測定において交換信号の検出に關してこのP.H.の依存性による問題はない。尚、Ag-AgCl電極を正極とするときは、P.H.変化による電流変化は認められず、また、不安定な特性を示した。

図面の簡単な説明

第1図は本発明による生体用電極の一例の構成図、第2図はそのSi₃N₄膜のC.V.D.装置の構成図、第3図はその処理時間と膜厚の関係を示す図、第

特開昭55-2416(7)

生体に対し、電極(I)と沿の金属電極を貼り支える手間や、測定条件の変化を來すような不都合を回避できる有益がある。

又、第21図及び第22図に示した例では、様子導通と母導通とを矢印部材側及び側を構成するモールド体に形成した場合であるが、或る場合は、これらモールド体に矢印様子導通及び母導通が施された金属導体を組装し、これら金属導体を電極(I)あるいは側と回路又は回路側又はリード側面に接続することができる。即ちこれら金属導体を前述の導体側又は側と、側又は側と共に巻き換えることができる。

尚、上述の本発明によるSi₃N₄-Si構成による電極(I)は、上述した駆動測定のみならず、心電図、基電図等の測定のための電極として用いることができる。更にこの本発明によるSi₃N₄-Si構成による電極は、ドロ測定に用いることもできる。即ち、本発明によるSi₃N₄-Si構成の電極(I)を第12図に示したと同様の構成として、これを、電極(I)の有効面積約300倍の面積のAg-AgCl構成の

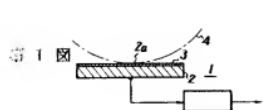
四

4図は本発明による電極の特性測定のための構成図、第5図はその電流電圧特性曲線図、第6図は直流抵抗-温度特性曲線図、第7図は比較例となる従来の電極の構成図、第8図は容量-温度特性図、第9図は印加-温度特性曲線図、第10図はインピーダンス-周波数特性曲線図、第11図は容量-周波数特性曲線図、第12図は、本発明電極の他の特性の測定のための構成図、第13図はその測定標準図、第14図は容量-周波数特性曲線図、第15図及び第16図は補音測定形図、第17図は打点式ペンレコーダによるドリフト測定結果を示す図、第18図は駆動測定の説明図、第19図は駆動の測定波形図、第20図は駆動検出の周波数スペクトラム、第21図及び第22図は大矢本発明による電極を用いた電極導体の例を示す拡大断面図、第23図はドロ測定中の直流電流特性曲線図である。

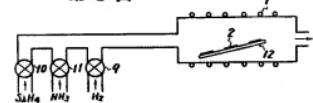
(1)は本発明による生体用電極、(2)はシリコン導体、(3)はSi₃N₄導電体膜、(4)は電極導体、(5)及び(6)はその第1及び第2の部材である。

四

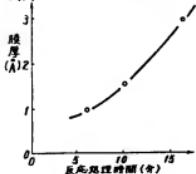
四



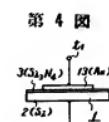
第2図



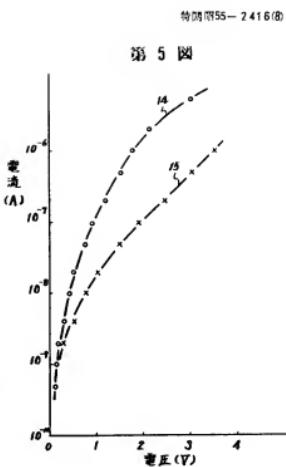
第3図



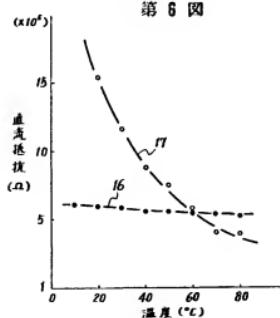
第4図



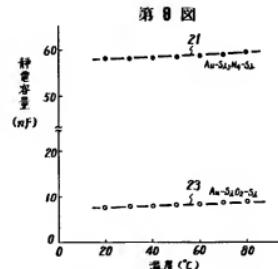
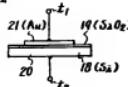
第5図



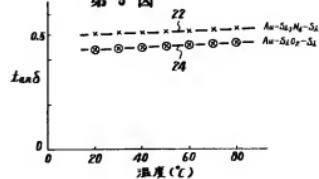
第6図



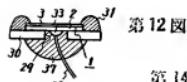
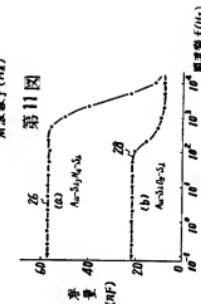
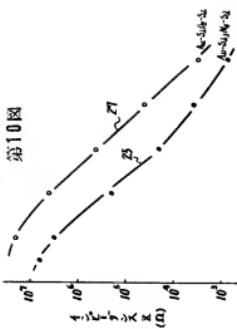
第7図



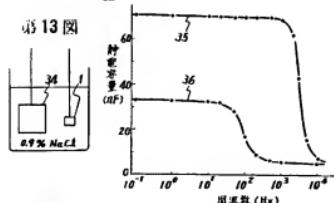
第8図



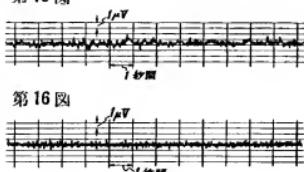
特開昭55-2416(3)



第14図



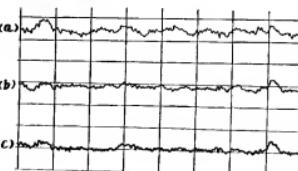
第15図



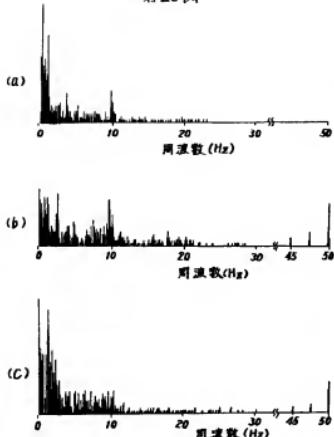
第16図



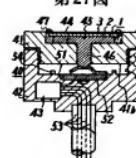
第19図



第20図

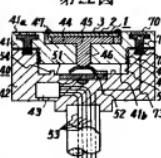


第21図



特開昭55-2416(10)

第22図



第23図

